

B - Techniques de stabilisation passive du grasset

Le but de ce type de stabilisation est de remplacer, via la mise en place de prothèses, la force qu'exerce normalement le ligament croisé antérieur.

1. *Techniques de stabilisation intracapsulaire*

Les techniques intracapsulaires sont diverses et visent à réparer le ligament croisé rompu ou à le remplacer au mieux afin de recréer une force semblable à celle exercée par le ligament d'origine.

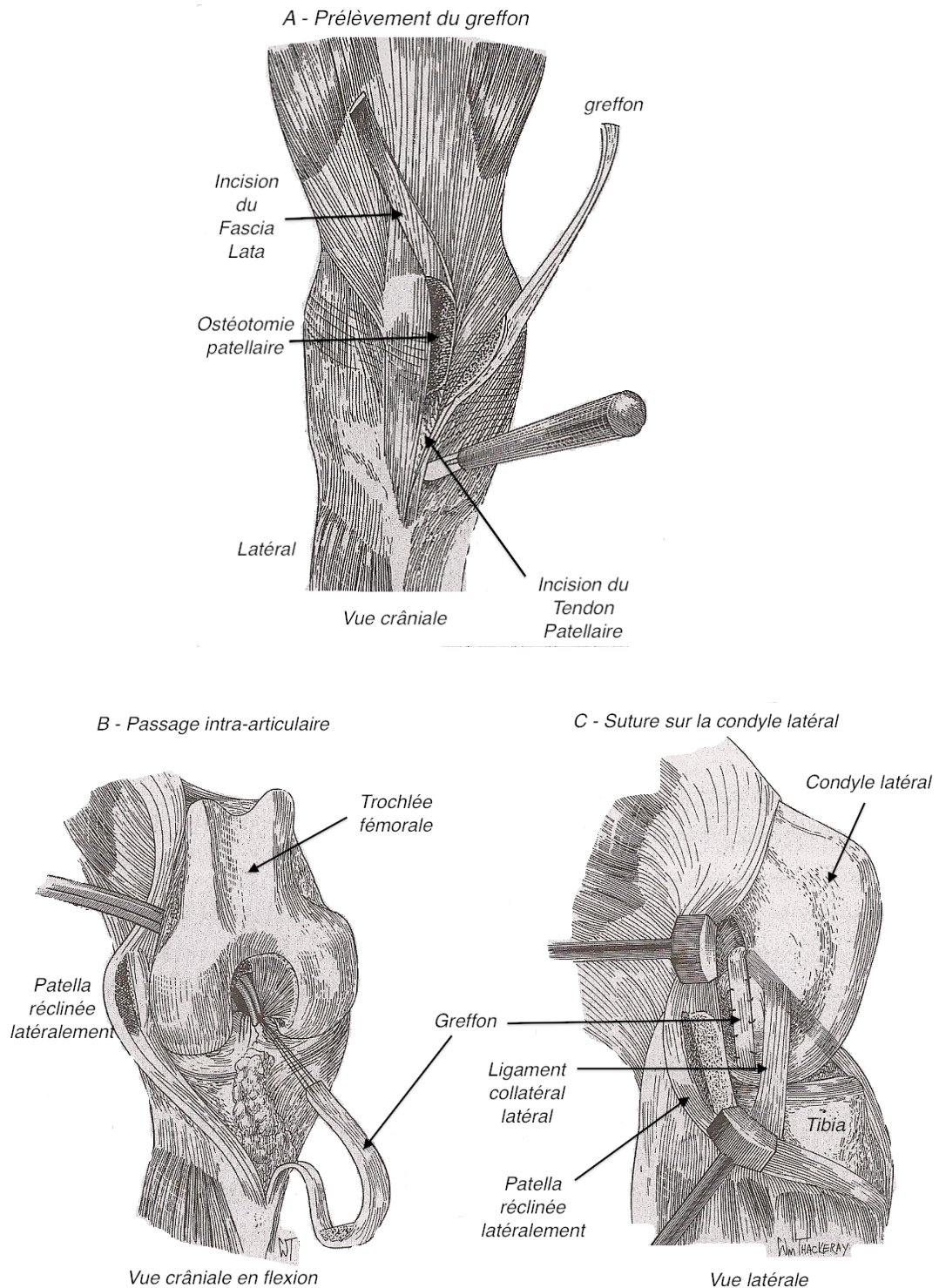
a) Reconstruction primaire du ligament

Cette technique chirurgicale est peu utilisée chez le chien étant donné qu'elle vise à remettre les extrémités du ligament en place afin que ce dernier cicatrise. Or nous avons vu que chez le chien un processus dégénératif était en cause, une cicatrisation correcte semble donc improbable et la suture semble par conséquent peu indiquée. Néanmoins, cette technique peut être utilisée chez de jeunes chiens ayant subi une rupture traumatique au niveau de l'attache osseuse du ligament. La technique consiste à passer des sutures dans l'extrémité libre du ligament et à travers deux tunnels osseux, en les attachant entre elles à la sortie de ces tunnels. Ceci permet de maintenir le ligament en place pour sa cicatrisation.

b) Technique d'autogreffe « over-the-top »

En 1979, ARNOCZKY *et al.* ont décrit une technique de remplacement intracapsulaire du LCA grâce à un autogreffe prélevé sur le fascia lata. Le principe consiste à prélever une bande de fascia lata du quadriceps fémoral se prolongeant par une bande de ligament patellaire. Au passage, le chirurgien doit faire une ostéotomie de la surface de la patella afin de permettre une continuité de ces deux éléments (Figure n°8 A). L'attache distale (à la crête tibiale) est conservée et la bande obtenue est libérée de son attache proximale. Le greffon est alors inséré dans l'articulation et tendu en mimant le trajet du LCA (Figure n°8 B). Le bord libre du greffon est récupéré en face plantaire et passé par dessus (« over-the-top ») le condyle fémoral latéral à la face latérale duquel il est alors suturé (Figure n°8 C).

Figure n°8 : Technique « Over-the-top »
(d'après ARNO CZKY *et al.*, 1979)



Suite aux difficultés rencontrées par les chirurgiens pour réaliser l'ostéotomie patellaire sans complications, plusieurs variantes de cette technique ont vu le jour. La plus utilisée consiste à prolonger la bande de fascia lata de manière à y inclure le tiers latéral du tendon patellaire sans inclure la rotule. Le chirurgien passe ensuite le greffon sous le ligament interméniscal transverse (de la face latérale vers la face

médiale du grasset). Le greffon est ensuite passé à travers l'articulation et suturé après un passage au dessus du condyle fémoral latéral tel que décrit précédemment.

- Résultats :

Les résultats obtenus initialement par ARNOCZKY *et al.* en 1979 étaient excellents chez 61% des chiens (absence de tiroir et de boiterie), bons chez 32% des chiens (légère instabilité, pas de boiterie) et acceptables chez 7% des chiens (légère instabilité, boiterie modérée). Les auteurs n'avaient pas rapporté de mauvais résultats (instabilité importante et boiterie sévère).

- Complications :

Les complications observées par les mêmes auteurs comprenaient des épanchements en regard du site de prélèvement du greffon et des relâchements de la prothèse.

c) Ligament artificiel visant à remplacer le LCA

Les techniques utilisant un ligament artificiel en position intra-articulaire ont été décrites dès les années 1960 chez le chien, entre autres avec du nylon. En 1963, VAUGHAN a mené une étude expérimentale sur 3 chiens : une implantation de prothèse en nylon a été réalisée après résection du ligament natif. Trois mois après l'intervention les chiens ont été sacrifiés : une des prothèses présentait une rupture partielle et une autre une rupture complète. De son côté, en 1960, JOHNSON a implanté en clinique des prothèses de nylon (n°4 tressé) sur 20 chiens et a obtenu d'excellents résultats fonctionnels. Une étude clinique a été réalisée en 1973 par DENNY et MINTER : sur 159 chiens opérés avec des prothèses de nylon, six mois à 4 ans après l'intervention, les auteurs ont observé une récupération fonctionnelle excellente (absence de boiterie) pour 68,2% des animaux, satisfaisante (boiterie occasionnelle) pour 15,1% des animaux, moyennement satisfaisante (persistance d'une boiterie discrète à modérée) et une récupération fonctionnelle insatisfaisante pour 3% des animaux (chiens présentant une boiterie sévère en permanence). De plus, au cours de cette étude, les auteurs ont observé 5 ruptures de prothèses entre 2 et 7 mois après l'intervention. La prothèse de nylon ne donnait donc historiquement pas plus de résultats satisfaisant que les autres techniques et des ruptures ont été observées à court terme.

En 1964, BUTLER a décrit l'utilisation d'une prothèse intra-articulaire en téflon. Tout d'abord il a utilisé 5 chiens d'expérimentation ayant subi une résection du LCA avant mise en place de la prothèse de téflon. Un des chiens a été sacrifié 3 semaines après l'intervention ; il présentait une boiterie discrète avant d'être euthanasié et l'étude histologique a révélé une légère inflammation du grasset. Six mois après l'intervention, un des 4 autres chiens présentait une boiterie sévère du membre opéré. Après euthanasie, aucune rupture de prothèse n'a été observée chez ces animaux et une colonisation tissulaire importante a été constatée. BUTLER a ensuite implanté des prothèses intra-articulaires en téflon sur 4 chiens de propriétaires. Une infection apparue respectivement à 7 et 10 jours postopératoires a entraîné un retrait de prothèse sur deux des animaux. Un de ces deux animaux avait

subi une implantation bilatérale de prothèse et ne présentait pas de boiterie onze mois après l'intervention sur le deuxième grasset. Le troisième chien ne présentait aucune boiterie deux mois après l'intervention et le quatrième chien n'a pas été suivi.

D'autres matériaux ont par la suite été utilisés afin de réaliser des prothèses artificielles. En 1980, DENNY et GOODSHIP ont réalisé une étude clinique sur 20 chiens traités pour RLCA par la mise en place de prothèses en fibre de carbone. Six mois à 3 ans après l'intervention, ils ont observé 75% d'excellents résultats fonctionnels (absence de boiterie), 10% de résultats satisfaisants (boiterie occasionnelle), et 15% de résultats insatisfaisants (boiterie persistante). Aucune instabilité postopératoire du grasset n'a alors été observée.

Enfin, en 1981, HINKO a réalisé une étude clinique sur 24 chiens présentés pour RLCA auxquels il a implanté des ligaments en Dacron™ (polymère de fibres de polyester). Il n'a constaté ni infection, ni rejet. Il a obtenu 87,5% de résultats satisfaisant à excellents (absence de boiterie ou boiterie discrète et intermittente) et 12,5 % résultats insatisfaisants (boiterie permanente).

Malgré l'amélioration des résultats obtenus avec les ligaments en carbone et Dacron™, les ligaments artificiels ne sont actuellement plus utilisés en routine pour des implantations intra-articulaires. Une des causes de cet abandon est probablement l'existence d'un fort taux de complications majeures chez l'Homme (ruptures et synovites) avec ces mêmes matériaux, couplée au fait que les résultats obtenus chez le chien n'étaient pas meilleurs que ceux que l'on obtenait avec d'autres interventions.

2. Techniques de stabilisation extracapsulaire

Deux principaux types de stabilisation passive extracapsulaire ont été décrits: stabilisations par sutures latérales associées ou non à une autogreffe et transposition de la tête de la fibula.

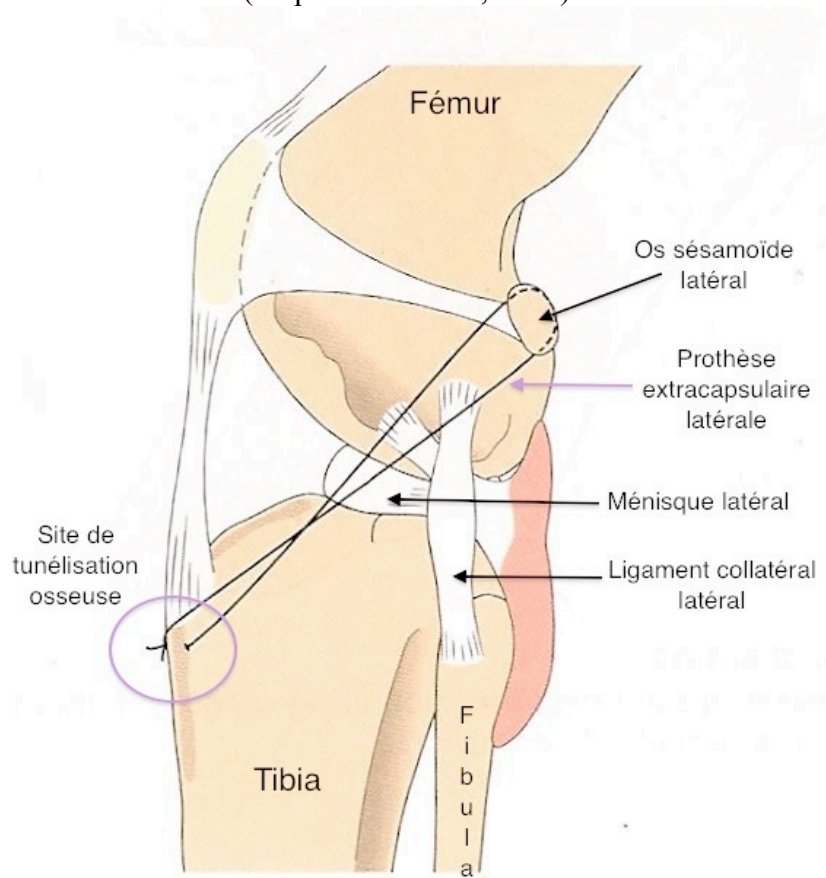
a) Stabilisation par sutures latérales.

i. Techniques conventionnelles

Historiquement, la première description d'une technique de suture latérale a été faite par DE ANGELIS et LAU en 1970. Elle a été reprise dans une variante, par FLO en 1975, qui est actuellement la variante la plus utilisée.

La technique modifiée (FLO 1975) consiste à forer un tunnel dans la crête tibiale et à tendre sur chacune des faces du grasset un fil prothétique irrésorbable passant par ce tunnel et ancré derrière l'os sésamoïde supracondylien ipsilatéral au côté duquel le fils est tendu (Figure n°9).

Figure n°9 : Vue latérale de stabilisation du grasset par suture extra-capsulaire (d'après SCHULZ, 2007)



Ces prothèses reproduisent grossièrement l'orientation du LCA dans l'articulation et procurent une stabilité au grasset en recréant une force passive limitant l'avancée du plateau tibial.

La technique originelle (DEANGELIS et LAU, 1970) n'apposait de suture que du côté latéral et la faisait passer dans le tendon patellaire et non dans un tunnel tibial.

- Résultats :

Dans son étude descriptive en 1975, FLO rapportait jusqu'à 95% de résultats satisfaisants et 5% de résultats insatisfaisants (ayant nécessité une nouvelle intervention).

- Complications :

Les complications rapportées étaient des ruptures de prothèse, parfois d'origine traumatique.

ii. Variantes

❖ **Système de suture latérale SECUROS™**

La compagnie de matériel chirurgical SECUROS™ commercialise un système d'attache permettant de modifier la technique de sutures latérales précédente en utilisant des prothèses synthétiques de plus gros calibre. La chirurgie se déroule principalement comme FLO l'avait décrite, mais le système d'attache des prothèses diffère. Ce système (le « crimp clamp » en anglais) permet de passer les deux chefs de la suture dans un composé tubulaire. Puis par traction et compression de les unir sans recourir à un nœud (Figure n°10).

Figure n°10 : Photographie du système d'attache SECUROS™
(d'après SECUROS™ Orthopedic Resource Guide, [en ligne])



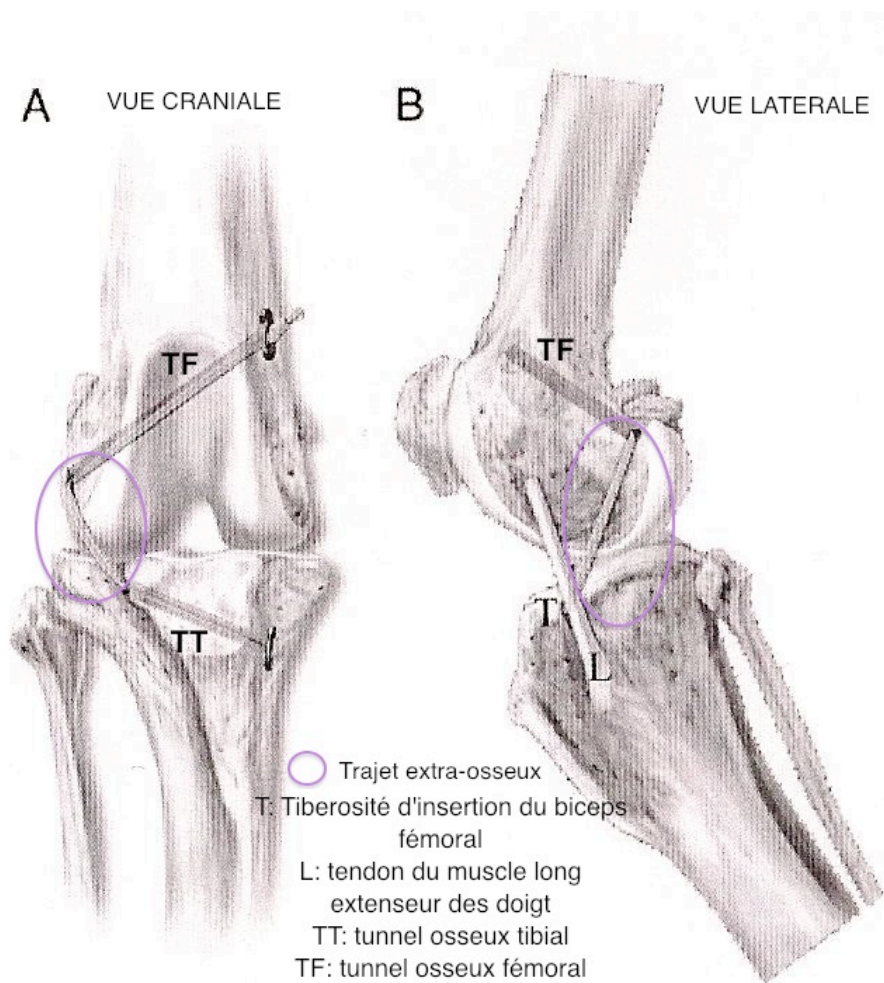
Ce système élimine le point de faiblesse qu'un nœud représente et peut être appliquée à des prothèses de gros calibre, ce qui permet de renforcer la solidité du montage et de limiter les complications de rupture de prothèse. L'étude *in vitro* de BANWELL *et al.* en 2005 a démontré que ce système d'attache permettait d'atteindre une plus grande résistance avant la rupture qu'avec des sutures manuelles (nœuds de chirurgien), surtout avec le système de « crimp clamp » pour fils de gros calibre (SECUROS™ 36 kg). De plus, MOORES *et al.* (en 2006) ont démontré dans leurs deux études *in vitro* la supériorité du système par rapport à un autre système de clamage commercialisé en médecine vétérinaire (Veterinary Instrumentation™ crimping device) ; le système SECUROS™ assurait dans leurs études une meilleure rigidité et la nécessité de soumettre la prothèse à de plus forte tensions pour provoquer une rupture.

Les complications survenant avec ce système d'attache sont celles précédemment évoquées pour les techniques de sutures latérales. Néanmoins, l'utilisation de ce système devrait réduire les complications de rupture ou de glissement de prothèse au niveau des nœuds (aucune donnée chiffrée *in vivo* n'a malheureusement été trouvée lors de la rédaction de cette thèse). BANWELL *et al.* ont prouvé dans leur étude de 2005 que les prothèses attachées avec le système SECUROS™ présentaient une élancement moindre que celle observée pour les prothèses attachées manuellement lors de leur mise en tension.

❖ Technique du « Tight Rope™ »

Cette nouvelle technique de stabilisation extracapsulaire a été décrite par COOK *et al.* en 2010. Elle consiste à placer une prothèse en polyester latéralement au grasset et de l'ancrer médialement au dessus des deux endoboutons. La fibre passe par deux tunnels osseux latéro-médiaux, un fémoral et un tibial (Figure n°11). L'orientation de la prothèse extracapsulaire mime, de la même façon que les sutures précédentes, le trajet du ligament croisé de l'articulation.

Figure n°11: Technique de « Tight Rope™ »
(d'après COOK *et al.*, 2010)



- Résultats:

Dans leur étude sur la technique du « Tight Rope™ » en 2010, COOK *et al.* expliquaient que les résultats fonctionnels obtenus avec cette technique étaient semblables à ceux obtenus avec une TPLO (90% environ). Les scores arthroscopiques à 6 mois postopératoire étaient également semblables ; seule la persistance du tiroir sur les animaux opérés par TPLO était statistiquement significative dans cette étude.

Les auteurs expliquaient alors que la technique du « Tight Rope » permettait par contre de réduire les temps de chirurgie et d'anesthésie, réduisant ainsi la morbidité post-opératoire.

- Complications :

Dans cette même étude, les auteurs rapportaient un taux de complication de 12,5 % (défaut d'implantation de prothèse, infection et épanchements, lésions méniscales) alors qu'au cours de cette même étude un taux de 17,4% de complications était obtenu avec la TPLO.

- ❖ **Technique modifiée par ancrage osseux fémoral avec une ancre « Corkscrew », ARTHREX™**

BEALE (référence en ligne, consultée le 30 Mai 2011) a développé une technique associant une ancre osseuse et une prothèse extracapsulaire permettant une stabilisation du grasset. La technique chirurgicale évite d'avoir à forer un tunnel fémoral. L'ancre osseuse (Figure n°12) est fixée sur le fémur.

Figure n°12: Ancre osseuse « Corkscrew »
(d'après le guide « Canine Cranial Cruciate Ligament Repair Anchor System », [en-ligne])

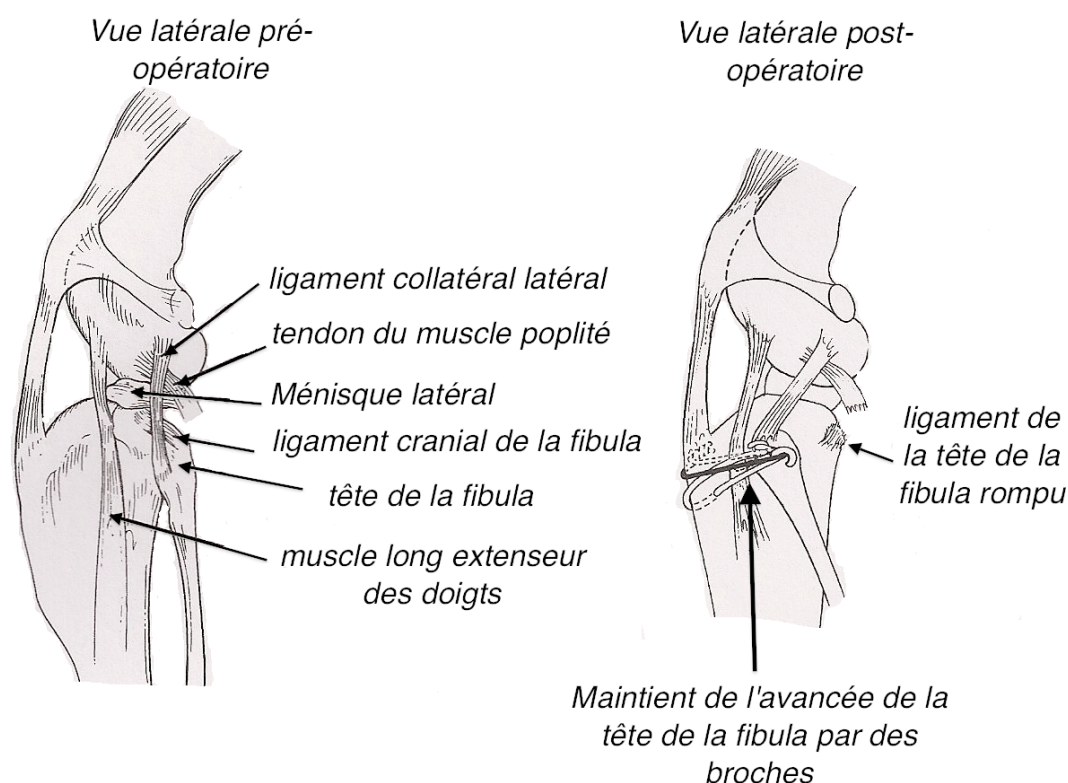


La prothèse sertie est ensuite passée à travers deux tunnels tibiaux (de latéral à médial puis inversement). Puis une suture est réalisée. Aucune donnée indépendante chiffrée sur le taux de réussite de cette technique n'a été trouvée à la date de rédaction de cette thèse. Les complications spécifiques à la technique n'ont pas été rapportées non plus.

b) Transposition de la tête de la fibula

Cette technique décrite par SMITH et TORG en 1985 vise à rétablir une force passive en changeant l'orientation du ligament collatéral latéral. Pour ce faire, la tête de la fibula est libérée par abord médial du grasset en conservant l'attache du ligament collatéral latéral. La tête de la fibula est ensuite avancée crânialement et fixée par la mise en place d'une broche entourée d'une suture métallique attaché en huit (Figure n°13).

Figure n°13 : Transposition de la tête de la fibula
(d'après PIERMATTEI ET FLO, 1997)



• Résultats obtenus :

Dans leur étude de 1985, SMITH et TORG rapportaient, avec un recul maximum de un an, 69 % d'excellents résultats fonctionnels (aucune boiterie, même après effort ou repos), 21% de bons résultats fonctionnels (boiterie intermittente associée avec effort excessif ou inhabituel) et 10% de résultats fonctionnels acceptables ou mauvais (boiterie associée à l'activité quotidienne ou permanente). Dans leur étude comparative, la technique d'autogreffe de fascia lata donnait 48% d'excellents résultats fonctionnels et 40% de bons résultats fonctionnels ; d'où leur conclusion d'une supériorité de la technique de transposition de la tête de la fibula.

• Complications rapportées :

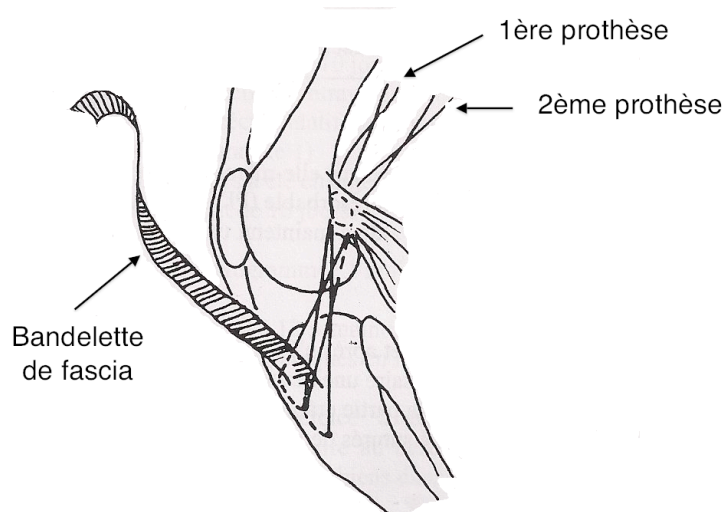
Les complications observées par les auteurs étaient : des infections (1,4%), des réactions à corps étranger métallique (2,8%) et des luxations patellaires médiales (1,4%).

c) Technique extra-capsulaire combinée.

En 2003, TAO a évalué une technique inspirée de la technique d'autogreffe « over-the-top » précédemment décrite. Elle consiste à associer une bandelette de fascia lata d'environ un centimètre de large à deux prothèses synthétiques extracapsulaires, ancrées distalement dans un tunnel osseux tibial et crânialement derrière l'os sésamoïdien latéral (Figure n°14 A). La bandelette de fascia, encore attachée à la crête tibiale, est passée autour du sésamoïdien latéral et suturée à elle-même et aux tissus adjacents (Figure n°14 B et C).

Figure n°14 (A et B) : Schéma de la technique extra-capsulaire combinée
(d'après TAO, 2003)

A/ Positionnement des deux prothèses



B/ Passage de la bandelette de fascia

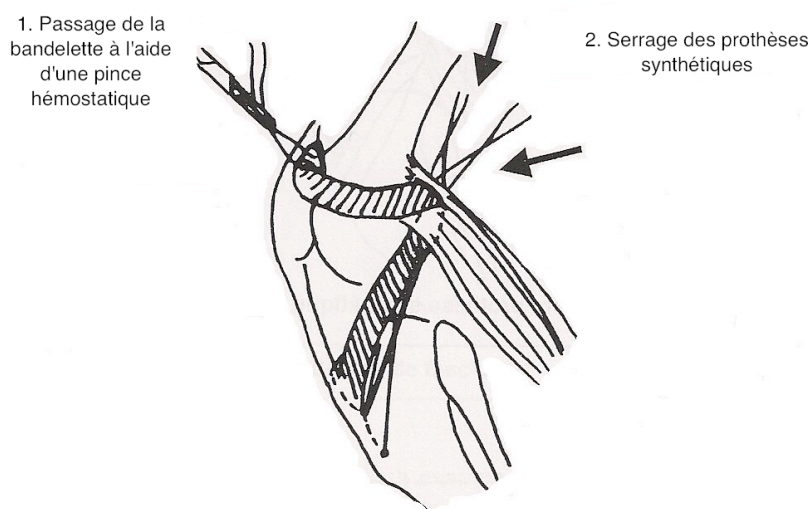
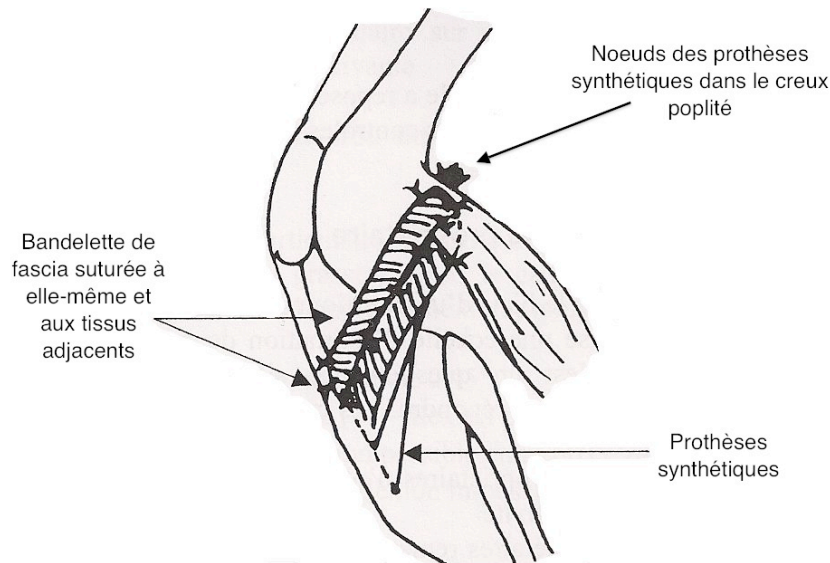


Figure n°14 (C) : Schéma de la technique extra-capsulaire combinée
(d'après TAO, 2003)

C/ Suture de la bandelette de fascia



- Résultats obtenus :

Dans son étude rétrospective de 2003 sur une soixantaine de chiens de moyens à grands formats, TAO rapportait 85 % de résultats satisfaisants.

- Complications rapportées :

Les complications rapportées dans cette même étude étaient des ruptures des prothèses synthétiques et des suppurations stériles sur le site chirurgical, apparues chez 5,7 % des animaux de l'étude.

C- Conclusion sur les techniques actuelles

Chez le chien (comme chez l'Homme), aucune étude ne montre actuellement la supériorité clinique d'une technique par rapport à une autre pour le traitement d'une RLCA. Le tableau n°1 résume les résultats publiés pour les principales techniques décrites en terme de satisfaction des résultats pour les cliniciens ou les propriétaires (protocole variable selon les études ayant publié ces résultats) et de complications.

Tableau n°1 : Comparaison des résultats publiés sur les différentes techniques chirurgicales actuellement utilisées pour les RLCA (1).

Technique (sources)	Avantages	Résultats	Complications
TPLO (SLOCUM 1993, BOUDRIEU 2009 et NELSON 2003)	*utilité chez les grands chiens *protection du LCA en cas de rupture partielle	Excellents: 73% Bons: 21% Acceptables: 3%	*infections et séromes *fractures tibiales *instabilités de montage *arthrites *lésions méniscales *épaississement du ligament patellaire
TTA (STEIN 2008 et BOUDRIEU 2009)	*conserve la géométrie du genou	Excellents: 65% Bons: 28%	*infections *épanchements *fractures tibiales *instabilité de montage *arthrites *lésions méniscales
Over the top (ARNO CZKY 1979)	*absence de tunnel osseux *greffe dans le trajet original du ligament	Excellents: 61% Bons: 32% Acceptables: 7%	*épanchements *Instabilité
Ligaments artificiels (DENNY et MINTER 1973, VAUGHAN 1963, BUTLER 1964, DENNY et GOODSHIP 1980, HINKO 1981)	*trajet semblable au ligament natif *élongation à l'usure plus faible qu'une greffe tissulaire.	Satisfaisants (excellents et bons): 68,2% à 87,5%	*ruptures de prothèse *infections
Imbrication du rétinacle latéral (DE ANGELIS ET LAU 1970, FLO 1975)	*rapidité *respect de l'articulation	Satisfaisants (excellents et bons): 85%	*ruptures de prothèses
Securos™ (Securos Orthopedic Resource Guide)	*nœuds plus solides *utilisation possible de prothèses de gros calibre	pas de données	pas de données

Tableau n°1 : Comparaison des résultats publiés sur les différentes techniques chirurgicales actuellement utilisées pour les RLCA (2).

Tigth Rope™ (COOK 2010)	*Peu invasive *Isométrie conservée *pas d'appui sur le sésamoïde	pas de données	*défauts d'implantation *infection *épanchements *lésions méniscales
Arthrex™ (Arthrex Vet System)	*pas besoin d'un tunnel fémoral *pas de nécessité d'abord médial pour attacher la prothèse	pas de données	pas de données
transposition de la tête de la fibula (SMITH et TORG 1985, PRIDDY et coll. 2003)	*moyennement invasive *récupération post-opératoire rapide	Excellents: 69% Bons : 21% Acceptables:7%	*Fractures de la fibula *déchirures du ligament collatéral latéral *Persistance du tiroir *lésions méniscales *épanchements
Autogreffe extra capsulaire (TAO 2003)	*faible morbidité *applicable sur grands chiens	* Satisfaisants (excellents et bons): 85 %	* ruptures des prothèses synthétiques * infections

Malgré la publication de nombreuses études sur les techniques de stabilisation utilisées pour le traitement des RLCA chez le chien, la comparaison de ces résultats reste difficile à cause de la diversité des protocoles de recrutement et de suivi des animaux. Il faut notamment souligner que l'appréciation du résultat fonctionnel est le plus souvent subjective. Elle est en effet le plus souvent réalisée d'après des questionnaires remplis par les propriétaires, plus rarement après un examen clinique effectué par un clinicien, exceptionnellement après évaluation fonctionnelle sur un plateau de marche. En 2005, EVANS *et al.* ont montré sur des Labradors que l'analyse sur plateau de force était plus précise pour évaluer les boiteries que l'évaluation visuelle. Ils ont ainsi montré que l'absence de boiterie ne signait pas un retour à l'utilisation normale de membre en terme d'appuis, soulignant les limites de la seule évaluation clinique.

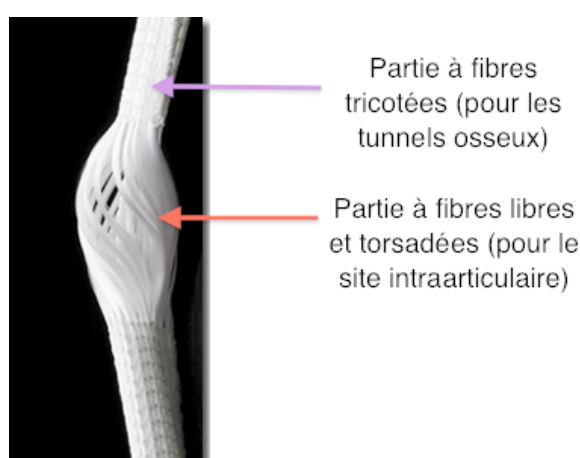
En 2005 également, CONZEMIUS *et al.* ont comparé les résultats post opératoires de trois techniques chirurgicales (sutures extracapsulaires, TPLO et « *Over-the-top* ») avec un plateau de force. Ils ont obtenus des résultats semblables pour la suture extracapsulaire et la TPLO avec une amélioration de l'appui dès 2 mois postopératoire et 30 à 40% des animaux qui retrouvaient un appui quasi normal au bout de 6 mois. Par contre les animaux ayant subi la technique intracapsulaire ne

s'améliorait qu'au bout de 6 mois et seuls 15% des animaux retrouvaient un appui quasi normal. Néanmoins, nous pouvons en déduire qu'aucune des techniques n'est vraiment satisfaisante étant donné le retour à un appui normal pour moins de la moitié des animaux. Toutes techniques confondues, le taux d'échec rapporté oscille autour de 10%. La recherche de nouvelles techniques est donc loin d'être obsolète.

IV. Innovations et avantages du « Ligament Augmentation and Reconstruction System » (LARS™)

Les ligaments LARS AC™ sont constitués de fibres de polyéthylène téréphtalate (PET), un polymère non résorbable. Les fibres sont tricotées dans la partie du ligament destinée à être placée en site intraosseux et libres mais torsadées vers la droite ou vers la gauche (selon le grasset pour lequel elles sont destinées) au niveau de la portion destinée à être placée dans l'articulation (Figure n°15).

Figure n°15 : Photo d'un ligament LARS™
(d'après la brochure LARS™)



Cette structure ainsi que les conditions d'extrusion des fibres, de tissage, de tricotage et de désenzymage permettent d'obtenir une bonne biocompatibilité des ligaments LARS™, ainsi que de diminuer la détérioration du ligament et d'améliorer son comportement biomécanique *in vitro*. De plus, il est possible de greffer les ligaments avec un polymère synthétique, le polystyrène sulfonate de sodium (polyNaSS), qui a pour but de rendre le ligament bioactif et d'orienter la réponse fibroblastique vers une colonisation du ligament et d'améliorer sa biocompatibilité. Des études effectuées *in vitro* ont montré que ce greffage améliorait l'adhérence et la prolifération des fibroblastes ensemencés sur le fragment de ligament PET (PAVON-DJAVID *et al.*, 2007). Dans cette étude, il a été démontré qu'avec le greffage les fibroblastes proliféraient de façon homogène et organisée au sein du ligament artificiel ; de plus ces fibroblastes résistaient à de plus grandes forces centrifuges que les fibroblastes colonisant les ligaments non greffés. L'implantation de ligaments greffés chez la brebis, dans un modèle de résection du LCA, a montré que le greffage améliorait la colonisation tissulaire et la synthèse de collagène 1 au sein des ligaments implantés (VIATEAU *et al.*, 2010). Le greffage des ligaments semblerait donc améliorer la biocompatibilité et orienter la réponse de l'hôte vers une colonisation plus structurée du ligament, lui permettant de s'approcher au mieux de la structure du ligament natif.

Les implants utilisés chez l'Homme sont d'un format compatible avec leur utilisation chez les chiens de moyen et grand format. Il existe plusieurs modèles de ligaments, en fonction du nombre de fibres qui les constituent. Le chirurgien a ainsi le choix entre les LARSTM AC de 30 fibres (d'une résistance à la traction de 1500 Newtons d'après la brochure LARSTM en ligne), de 44 fibres (résistance non communiquée), 60 fibres (résistance de 2500N), de 80 fibres (résistance de 3600N) et de 100 fibres (résistance de 4700 N). Le choix du ligament repose donc sur le poids du patient qui conditionne les forces auxquelles le ligament artificiel sera soumis au cours de son utilisation.

V. Utilisation du LARS ACTM pour la reconstruction de LCA chez l'Homme

Chez l'homme, la RLCA est la plus fréquente des lésions ligamentaires du genou. De même que chez l'animal, la faible vascularisation de ce ligament conduit à de très faibles chances de récupération médicale et entraîne une intervention chirurgicale quasi systématique en particulier chez le jeune et le sportif.

Les patients atteints de RLCA sont généralement jeunes, ce qui amène les chirurgiens à chercher les options chirurgicales présentant les meilleurs résultats possibles sur le long terme. De ce fait différentes techniques ont été décrites au fil des années : autogreffes, allogreffes, ligaments artificiels. Dans leur méta analyse de 2008, MASCARENHAS et MACDONALD retraçaient l'évolution de ces chirurgies et résumaient les avantages et les inconvénients des principales techniques développées chez l'Homme. De façon générale, ils expliquaient que les techniques d'autogreffes tissulaires (ligament patellaire, muscles gracile et semi-tendineux) étaient accompagnées d'une forte morbidité sur le site de prélèvement avec des douleurs postopératoires notoires et que les prothèses artificielles présentaient quant à elles des soucis de relâchement voire de rupture à moyen ou long terme avec de nombreuses réactions de synovite rapportées (à cause d'une faible tolérance biologique). Les ligaments artificiels avaient donc progressivement cessé d'être utilisés. Cependant les ligaments LARSTM, en raison de leur excellente biocompatibilité et de leur structure innovante permettraient de diminuer les réactions post opératoires de synovite et faciliteraient une néocolonisation du ligament artificiel par des cellules de l'hôte, augmentant ainsi la viscoélasticité de la structure et permettant une viabilité à long terme de l'implant. Ils étaient considérés par les auteurs comme une des solutions d'avenir dans la reconstruction du ligament croisé antérieur chez l'Homme.

Lors d'une étude prospective en 2002, NAU *et al.* ont comparé les résultats obtenus chez des patients subissant une opération par autogreffe de tendon patellaire et des patients chez lesquels un LARSTM avait été implanté. Ils ont alors constaté un retour plus rapide à l'activité chez les patients ayant un implant LARSTM, et ce sans synovite associée. Vingt quatre mois après les opérations les deux groupes de patients possédaient des scores d'évaluation fonctionnelle (KOOS : *Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score*, IKDC : *International Knee Documentation Comitee score*) semblables et aucune différence significative n'était relevée en termes de complications post opératoires. L'utilisation des LARSTM semblait donc prometteuse aux auteurs. Plus récemment, une étude rétrospective avec un suivi de 3 à 5 ans (GAO *et al.*, 2010) rapportait un taux de complications de seulement 5,7% avec trois cas de rupture, toutes liées à un traumatisme, dont un accompagnée d'une synovite. Dans cette étude 94% de résultats satisfaisants étaient rapportés. De plus dans leur étude de 2010 avec un recul de 4 ans, LIU *et al.* n'ont pas observé de signe évident de rupture ligamentaire.

Une méta-analyse de MACHOKTA *et al.* en 2010 a permis une synthèse des divers résultats publiés jusqu'alors sur l'utilisation des LARSTM pour la reconstruction du ligament croisé antérieur chez l'Homme. Les auteurs concluaient que toutes les études s'accordaient sur le fait que l'implant entraînait un fort indice de

satisfaction post opératoire chez les patients avec certains cas décrits de retours précoces à une activité normale. D'autre part, le taux de complication avec cet implant était semblable à ceux des techniques de référence alors utilisées et seul un cas de synovite était rapporté. Néanmoins les auteurs soulignaient le fait que les protocoles des études étaient très divers et qu'une ambiguïté subsistait quant à la stabilité post opératoire du genou (résultats contradictoires entre les études). Ils préconisaient donc l'utilisation précautionneuse du ligament LARS™ et incitaient à la réalisation d'études à plus long terme.

Le délai des ruptures de prothèses rapporté récemment dans la littérature se situe en grande majorité entre 5 et 7 ans postopératoire (JADEJA *et al.*, 2007), ce qui à l'échelle de vie d'un être humain n'est pas un résultat satisfaisant. Néanmoins, le manque de recul sur les prothèses LARS™ ne nous permet pas d'en tirer de conclusion étant donné les innovations inhérentes au ligament. Sa capacité à orienter une meilleure réponse fibroblastique et l'agencement de ses fibres (torsadées à 90°) pourraient augmenter ce délai en lui conférant une meilleure résistance à l'usure par la torsion et une plus grande solidité après colonisation tissulaire.

Comme nous pouvons le voir l'utilisation des ligaments LARS™ chez l'Homme est estimée comme prometteuse par plusieurs publications, en dépit du manque de recul.

VI. Etude pré-clinique d'implantation de ligaments LARS™ chez la brebis

Une étude expérimentale prospective d'implantation de ligaments LARS™ a été réalisée sur une cinquantaine de brebis. Les animaux, sains, ont subi une résection chirurgicale du 1/3 proximal du LCA gauche et le remplacement du LCA par un ligament LARS AC 44™. Chez la moitié des animaux le ligament implanté été greffé avec du PolyNaSS. Le but était d'évaluer l'impact qu'avait *in vivo* le greffage de PolyNaSS sur le ligament LARS AC™ en termes de réponse inflammatoire locale, de colonisation tissulaire de la prothèse et de propriétés biomécaniques de l'implant. L'intérêt du greffage avait été démontré dans une étude *in vitro* (PAVON-DJAVID *et al.*, 2007) : il permet une colonisation tissulaire plus homogène et mieux organisée sur les ligaments greffés ainsi qu'une meilleure adhérence des fibroblastes (jusqu'à 12 fois plus forte) à la prothèse.

Un suivi a été effectué à 3 mois et à 12 mois avec des résultats relevés en termes d'évolution clinique des animaux et d'évolution arthrosique radiographique. Au bout de trois ou douze mois, après euthanasie, des études biomécaniques (essais d'arrachement et test cinématiques) ont été réalisées sur la moitié des pièces anatomiques explantées afin d'évaluer les caractéristiques mécaniques de la reconstruction ligamentaire. Une étude histopathologique a par ailleurs été effectuée sur l'autre moitié des pièces explantées.

Ce travail a permis de mettre en évidence : (i) une bonne récupération fonctionnelle des animaux avec un retour à une activité et un appui normaux dès 15 jours, ainsi qu'une absence de boiterie chez tous les sujets à 3 et 12 mois et chez tous les animaux exceptions faites d'un animal à 3 mois et de deux animaux à 12 mois ; (ii) la biocompatibilité des ligaments greffés ou non ; (iii) une colonisation tissulaire plus homogène sur les spécimens implantés avec un ligament greffé ; (iv) un tiroir antérieur inférieur à 12 mois sur les pièces greffées explantées par rapport aux pièces implantées avec un ligament non greffé.

Par ailleurs il était intéressant de noter que quel que soit le type de ligament implanté, les ligaments artificiels étaient tous colonisés par un tissu conjonctif. A 12 mois les fibres du ligament natif étaient intimement liées aux fibres du ligament artificiel et c'est au niveau où il persistait du ligament natif que la colonisation du ligament artificiel était la meilleure.

Un taux de 35% d'usure (aboutissant le plus souvent à une rupture très partielle des fibres) a été montré sur les pièces explantées sans augmentation de fréquence entre les spécimens explantés à 3 ou 12 mois, et sans traduction clinique (exception faite d'un cas). Ces ruptures étaient toujours en regard d'un relief osseux tel que l'éminence tibiale médiale ou l'échancreur fémorale latérale, à proximité de l'entrée dans un tunnel osseux.

Les résultats cliniques encourageants obtenus chez la brebis avec le ligament LARS™ greffé nous ont incité à l'utiliser chez le chien dans un modèle spontané de RLCA.

VII. Objectif de la présente étude

Les objectifs de la présente étude étaient d'évaluer : (i) la faisabilité de l'implantation du ligament artificiel LARS ACTM chez le chien au travers d'une étude cadavérique préliminaire ; puis (ii) d'évaluer dans une étude pilote les résultats fonctionnels obtenus après l'implantation d'un ligament artificiel bioactif LARSTM chez des chiens de grand format.

Ces étapes étaient indispensables avant d'envisager toute étude prospective clinique chez le chien. L'implantation chez le chien de ce ligament dans un modèle spontané de RLCA présente en effet plusieurs inconnues que ne permettent pas d'anticiper les études cliniques effectuées chez l'Homme et les études expérimentales effectuées chez la brebis : (i) l'implantation de la prothèse dans un contexte inflammatoire et non post-traumatique ; (ii) la présence chez le chien d'une pente tibiale plus importante que chez l'Homme et la brebis, ce qui est susceptible de soumettre la prothèse ligamentaire à des contraintes plus importantes.